

А.С.ВЛАСЮК, студент, НТУ «ХПИ»;

В.Г.СУКНАСОВ, канд.техн.наук, доц., НТУ «ХПИ»

ПРОГНОЗИРОВАНИЕ ПОСЛЕДСТВИЙ ПЛАСТИНЧАТОГО ОСТЕОСИНТЕЗА БОЛЬШОЙ БЕРЦОВОЙ КОСТИ СРЕДСТВАМИ КОНЕЧНОЭЛЕМЕНТНОГО АНАЛИЗА

Наведено результати моделювання і статичного аналізу великої гомілкової кістки, що синтезована фіксатором при наявності поперечного перелому. Виконано зіставлення двох способів фіксації з точки зору сприйняття фізіологічних навантажень.

Results of modeling and static analysis of shinbone synthesized by fixer at presence of transversal fracture are submitted. Comparison of two ways of fixing is executed from the viewpoint of accepting the physiological loads.

Фиксация переломов конечностей с помощью металлических приспособлений показала высокую клиническую эффективность и нашла широкое распространение в практической хирургии [1, 2]. Эффективность фиксации определяется целым рядом факторов, среди которых важными являются габариты и масса фиксатора, его прочностные и жесткостные качества, простота установки и снятия, а также степень травматичности для кости. Наличие разнообразных технических решений и постоянное появление новых порождает естественный вопрос о преимуществах и недостатках отдельных вариантов, что требует изучения статистики клинического применения при большом количестве наблюдений в течение продолжительного периода. С другой стороны, современные средства компьютерного моделирования и анализа позволяют решать этот вопрос теоретически, в частности, прогнозировать последствия фиксации в плане восприятия физиологических нагрузок и на этой основе делать выводы об эффективности конкретного приспособления. В этой связи стоит отметить публикации [3, 4], хотя в целом проблема еще весьма далека от всестороннего рассмотрения. Развитию данного направления посвящена и настоящая работа.

Предметом исследования является пластинчатый остеосинтез перелома большой берцовой кости с несущим элементом в виде металлической планки. Традиционным способом является полноконтактная фиксация, при которой планка непосредственно крепится на кость с помощью шурупов, расположенных в одной плоскости. Альтернативный способ (многоплоскостная фиксация) состоит в установке на кость фиксирующей планки посредством промежуточных элементов в виде полукольцевых захватов, при этом шурупы, скрепляющие с костью как захваты, так и собственно планку, располагаются в разных плоскостях. Полукольца крепятся к планке с помощью винтов. Ставится задача теоретического сопоставления двух указанных способов с позиций механических аспектов фиксации, путем анализа реакции синтезированной фиксатором кости на действие физиологических нагрузок. Количественной оценке подлежит подвижность фрагментов сломанной кости, а также уровень напряженного состояния фиксатора и кости.

Эффективным средством численного анализа статического деформирования тел и конструкций сложной геометрии является метод конечных элементов. При этом одной из возможных технологий подготовки расчетной схемы является создание объемной модели средствами твердотельного моделирования с последующей дискретизацией на конечные элементы. Трехмерная модель большой берцовой кости представлена на рис. 1. Рассматривается случай поперечного перелома в центральной части кости.



Рисунок 1 – Модель кости (а – целиком, б – в разрезе)

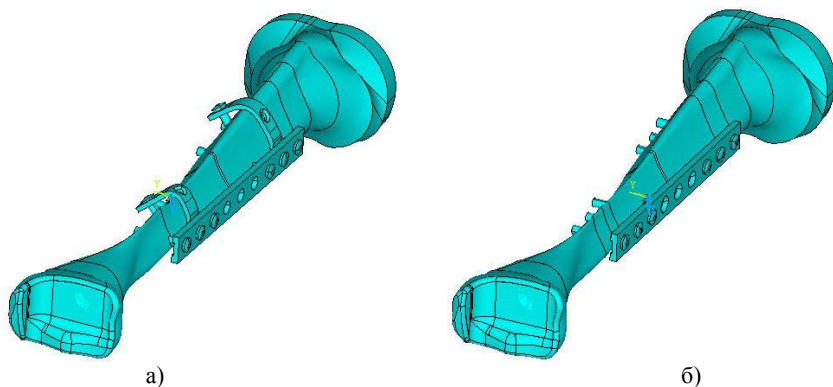


Рисунок 2 – Модели остеосинтеза (а – многоплоскостная фиксация, б – полноконтактная фиксация)

Модели, имитирующие сломанную кость с установленными фиксаторами двух модификаций, показаны на рис. 2. Осовой зазор между торцевыми поверхностями фрагментов в месте перелома составляет 1,5 мм. Требование сопоставимости двух вариантов фиксации предполагает идентичность моделей, в том числе размеров планки и ее расположения относительно места перелома, а также числа крепежных деталей. В частности, предусмотрено крепление фиксатора тремя шурупами с каждой стороны перелома, в том числе по одному шурупу – для стыковки с костью полуколыцевых захватов при многоплоскостной фиксации. Модели фиксаторов вместе с крепежными деталями изображены на рис. 3.

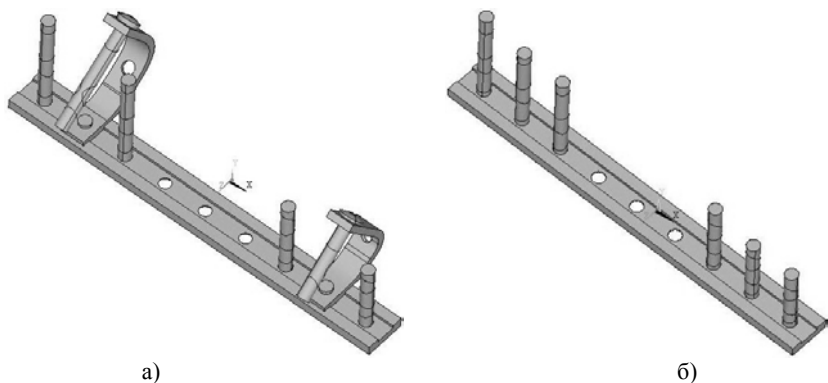


Рисунок 3 – Модели фиксаторов (а – многоплоскостного, б – полноконтактного)

Дискретизация объемов выполнена 10-узловыми тетраэдральными элементами. Количественные данные о разбиении изучаемых моделей и их отдельных частей приведены в табл. 1 и свидетельствуют о сопоставимости густоты конечноэлементных сеток.

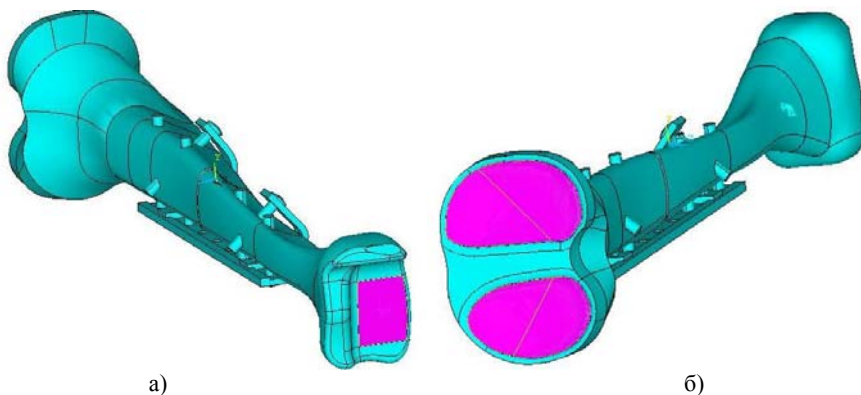
Таблица 1

способ фиксации	многоплоскостная		полноконтактная	
категория	число элементов	число узлов	число элементов	число узлов
планка	14655	26041	12143	22609
шурупы	20468	32975	22820	36156
полукольца	4206	8606	–	–
винты	2584	4171	–	–
верхний фрагмент кости	67408	100839	61319	92218
нижний фрагмент кости	34444	55073	32078	51444
вся модель	143765	221166	128360	196929

Материал фиксатора и крепежных деталей – сталь с модулем упругости $E = 2 \cdot 10^{11}$ Па и коэффициентом Пуассона $\nu = 0,3$. Предел текучести составляет $1 \cdot 10^9$ Па. Имеющиеся в настоящее время сведения о механических характеристиках костной ткани носят довольно отрывочный характер, при этом неоспоримым фактом является значительный разброс экспериментальных данных и их существенная зависимость от возрастных особенностей и других факторов [5 – 8]. На основе изучения публикаций для большой берцовой кости приняты значения упругих свойств $E = 1 \cdot 10^{10}$ Па и $\nu = 0,36$ в центральной части, а в зоне коленного и голеностопного суставов $E = 9 \cdot 10^9$ Па, $\nu = 0,38$. Наибольшая неоднозначность характерна для свойств в области суставов. С учетом этого обстоятельства наряду с упомянутым выше значением модуля упругости принималось также $E = 5 \cdot 10^8$ Па. Сравнение полученных при этом результатов обнаружило их весьма незначительные различия, что позволяет считать влияние данной характеристики малосущественным. Предел прочности кости со-

ставляет $1,7 \cdot 10^8$ Па в центральной части и ориентировочно $2 \cdot 10^7$ Па в области суставов [7]. В целом необходимо отметить, что сама по себе абсолютная достоверность задаваемых механических характеристик кости не имеет принципиального значения в контексте сформулированной выше основной задачи данной работы – сопоставления двух способов фиксации перелома при условии максимальной идентичности расчетных моделей.

Для представленных моделей выполнена серия расчетов, в которых выделенная на рис. 4, а часть поверхности голеностопа считается закрепленной, а внешняя силовая нагрузка прикладывается со стороны бедренной кости и равномерно распределяется по поверхностям двух мыщелков коленного сустава, как показано на рис. 4, б, при этом на каждый из них приходится ровно половина нагрузки. Обе рассматриваемые модели рассчитывались при трех вариантах силового воздействия, имитирующих физиологические нагрузки: осевом сжатии силой F_x , поперечном нагружении силой F_y (изгиб перпендикулярно плоскости планки) и действии поперечной силы F_z (изгиб в плоскости планки). Каждая из названных сил представляет собой равнодействующую упомянутой выше распределенной нагрузки; нижний индекс указывает направление относительно правой декартовой системы координат (см. рис. 3).



а) б)
Рисунок 4 – Схема закрепления и нагружения модели

Под действием относительно небольших внешних сил фрагменты кости не вступают в соприкосновение между собой в месте перелома. В таком случае задача об упругом статическом деформировании конструкции, состоящей из двух фрагментов кости и фиксатора вместе с крепежными деталями, является линейной и решается за один шаг нагружения. При этом решение системы линейных алгебраических уравнений для отыскания узловых неизвестных осуществляется методом сопряженных градиентов. Обоснование достоверности решений таких задач выполнено путем сопоставления результатов, полученных на конечноэлементных сетках различной густоты.

Ниже приведены некоторые результаты расчетов для случаев осевого сжатия силой $F_x = 800$ Н и поперечного нагружения силой $F_y = 100$ Н. При таких внешних нагрузках фрагменты сломанной кости вступают в соприкосно-

вление в месте перелома, что требует постановки и решения конструктивно нелинейной контактной задачи. Для численного решения задачи об одностороннем контакте взаимодействующих тел используется расширенный метод Лагранжа, представляющий собой последовательность уточнений штрафных функций в процессе отыскания неопределенных множителей. Роль неопределенных множителей Лагранжа играют контактные реакции (нормальная и тангенциальные составляющие), подсчитываемые итерационно в каждом элементе. Трение в области контакта описывается законом Кулона. Для поиска узловых неизвестных применяется итерационная процедура Ньютона-Рафсона. При этом нагружение разбивается на несколько последовательных шагов. Постановка контактной задачи требует создания контактных пар, включающих специализированные конечные элементы для имитации взаимодействия двух деформируемых тел. В связи с этим на торцах фрагментов кости в месте перелома созданы контактные пары типа «поверхность-поверхность».

Полученные в результате решения распределения контактных давлений оказались весьма схожими для двух сопоставляемых моделей. Для варианта многоплоскостной фиксации они показаны на рис. 5 при осевом сжатии и на рис. 6 – при поперечном нагружении.

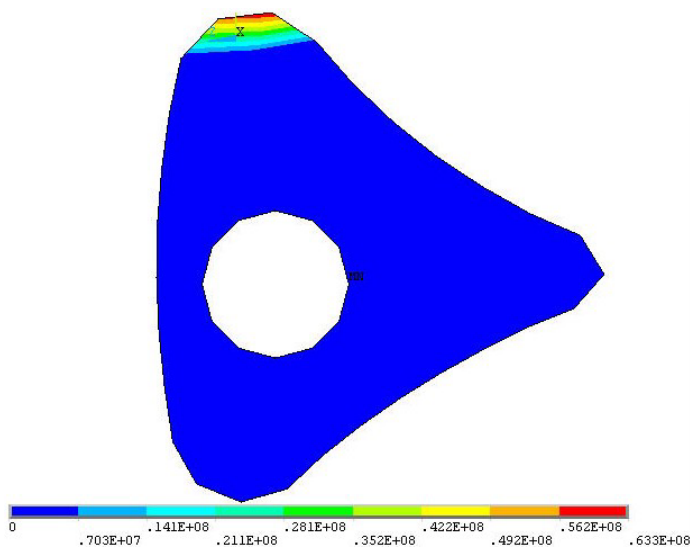


Рисунок 5 – Контактное давление при осевом сжатии, многоплоскостная фиксация

Уровень напряженного состояния фиксатора и фрагментов кости оценивался по величине интенсивности напряжений, подсчитываемой по координатным компонентам согласно формуле

$$\sigma_i = \sqrt{\sigma_{xx}^2 + \sigma_{yy}^2 + \sigma_{zz}^2 - \sigma_{xx}\sigma_{yy} - \sigma_{xx}\sigma_{zz} - \sigma_{yy}\sigma_{zz} + 3(\sigma_{xy}^2 + \sigma_{xz}^2 + \sigma_{yz}^2)} . \quad (1)$$

Поля интенсивностей напряжений в планке при осевом сжатии для двух способов фиксации представлены на рис.7 и 8.

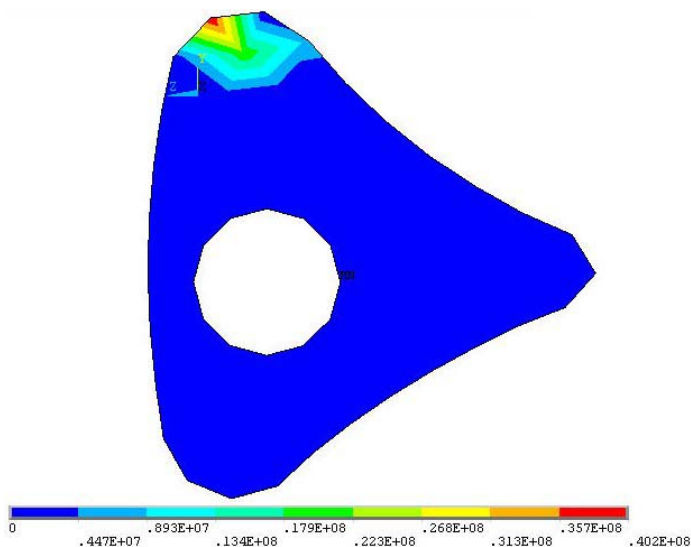


Рисунок 6 – Контактное давление при поперечном нагружении, многоплоскостная фиксация

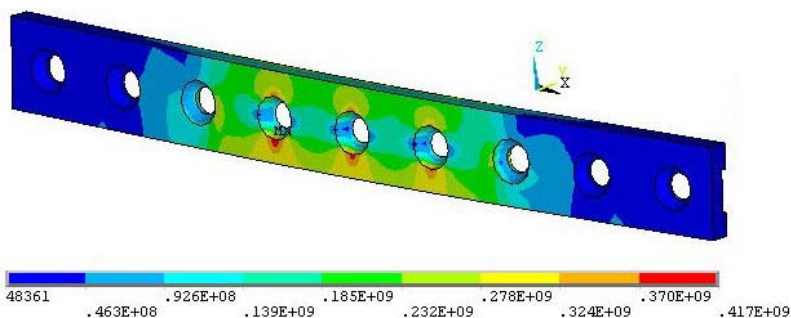


Рисунок 7 – Напряженное состояние планки при осевом сжатии для случая многоплоскостной фиксации

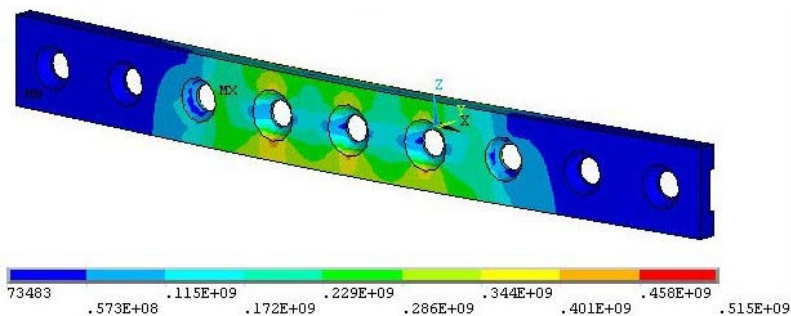


Рисунок 8 – Напряженное состояние планки при осевом сжатии для случая полноконтakтной фиксации

Максимальные значения интенсивности напряжений в отдельных частях конструкции приведены в табл. 2.

Как следует из таблицы, многослопостная фиксация обеспечивает более равномерное распределение нагрузки в фиксаторе (в частности, планка испытывает меньшие напряжения) и меньший (на 17 %) уровень напряженного состояния кости.

Таблица 2

расчетная характеристика способ фиксации	$\sigma_{i \max}$, Па	
	многослопостная	полноконтантная
планка	$0,41673 \cdot 10^9$	$0,51532 \cdot 10^9$
шурупы	$0,30276 \cdot 10^9$	$0,28691 \cdot 10^9$
полукольца	$0,15162 \cdot 10^9$	–
винты	$0,35339 \cdot 10^8$	–
центральная зона кости	$0,12037 \cdot 10^9$	$0,14053 \cdot 10^9$
краевые зоны кости	$0,11473 \cdot 10^8$	$0,84838 \cdot 10^7$

Для оценки подвижности зафиксированной кости в месте перелома рассматриваются значения компонент перемещений в характерных точках торцевых поверхностей фрагментов. Расположение упомянутых точек иллюстрирует рис. 9. Относительные перемещения подсчитываются как разности соответствующих компонент для верхнего и нижнего торцов и характеризуют взаимное смещение фрагментов:

$$\begin{aligned} \Delta u_x &= u_x^{(верх)} - u_x^{(низ)} ; \\ \Delta u_y &= u_y^{(верх)} - u_y^{(низ)} ; \\ \Delta u_z &= u_z^{(верх)} - u_z^{(низ)} . \end{aligned} \quad (2)$$

Эти величины для случая осевого сжатия представлены в табл. 3.

Таблица 3

точка	многослопостная фиксация			полноконтантная фиксация		
	Δu_{x_2} мм	Δu_{y_2} мм	Δu_{z_2} мм	Δu_{x_2} мм	Δu_{y_2} мм	Δu_{z_2} мм
a	0,8471	0,1524	0,0216	0,7842	0,1329	0,0218
b	1,5409	0,1327	0,0322	1,5421	0,1089	0,0348
c	0,8967	0,1390	0,0230	0,8360	0,1141	0,0230
d	0,2648	0,1422	0,0153	0,1571	0,1182	0,0127

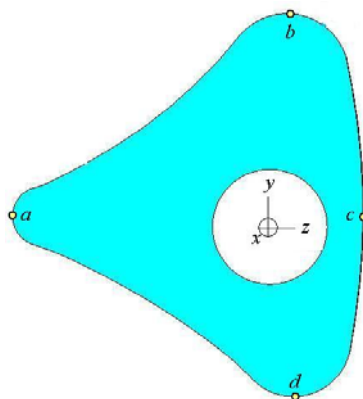


Рисунок 9 – Контрольные точки в месте перелома

Согласно данным таблицы, многослопостная фиксация обеспечивает в основном большую подвижность фрагментов кости по сравнению с полноконтантной, что считается благоприятным фактором в ходе восстановительного периода.

С точки зрения напряженно-деформированного состояния наиболее неблагоприятным случаем внешнего силового воздействия является изгиб поперечной нагрузкой перпендикулярно плоскости планки. Распределение интенсивности напряжений в планке при действии на синтезированную кость поперечной силы $F_y = 100$ Н для двух способов фиксации иллюстрируют рис. 10 и 11.

Данные о максимальных напряжениях в отдельных частях конструкции при поперечной нагрузке приведены в табл. 4.

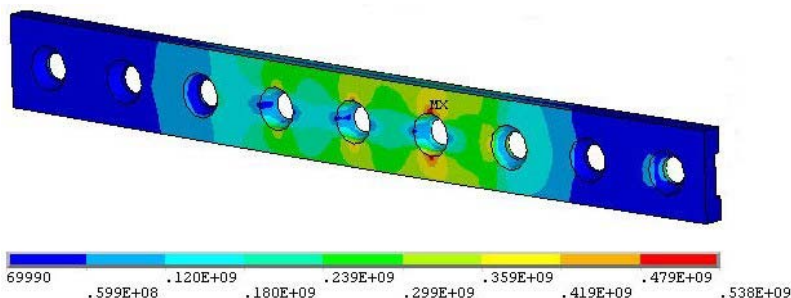


Рисунок 10 – Напряженное состояние планки при поперечном нагружении для случая многоплоскостной фиксации

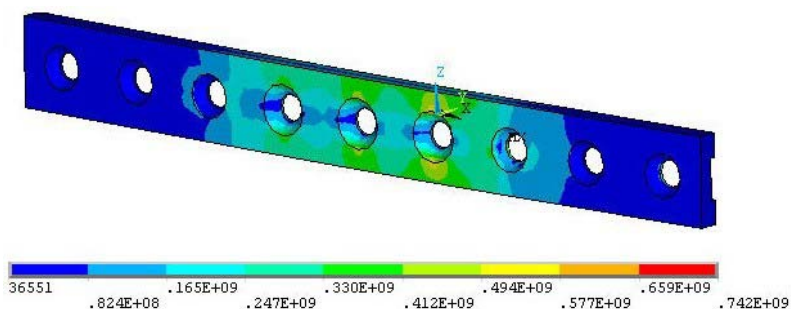


Рисунок 11 – Напряженное состояние планки при поперечном нагружении для случая полноконтakтной фиксации

Таблица 4

расчетная характеристика	$\sigma_{i \max}$, Па	
	многоплоскостная	полноконтakтная
планка	$0,53843 \cdot 10^9$	$0,74160 \cdot 10^9$
шурупы	$0,33934 \cdot 10^9$	$0,41003 \cdot 10^9$
полукольца	$0,10440 \cdot 10^9$	—
винты	$0,55308 \cdot 10^8$	—
центральная зона кости	$0,16209 \cdot 10^9$	$0,12950 \cdot 10^9$
краевые зоны кости	$0,17456 \cdot 10^8$	$0,18759 \cdot 10^8$

Как видно из таблицы, в рассматриваемом случае при полноконтakтной фиксации планка и крепежные детали подвержены значительно большей нагрузке по сравнению с многоплоскостной фиксацией, притом, что кость испы-

тывает относительно меньшие напряжения.

Значения относительных перемещений контрольных точек в месте перелома при поперечной нагрузке содержатся в табл. 5.

Таблица 5

точка	многоплоскостная фиксация			полноконтактная фиксация		
	Δu_x , мм	Δu_y , мм	Δu_z , мм	Δu_x , мм	Δu_y , мм	Δu_z , мм
<i>a</i>	0,9317	0,3969	-0,0477	0,8790	0,3994	-0,0439
<i>b</i>	1,6281	0,4449	-0,0899	1,6366	0,4453	-0,0865
<i>c</i>	0,8937	0,4782	-0,0436	0,8425	0,4806	-0,0398
<i>d</i>	0,2466	0,4642	-0,0052	0,1403	0,4667	-0,0015

Согласно приведенным данным, большая взаимная подвижность фрагментов вдоль осей *x* и *z* имеет место в основном при многоплоскостной фиксации; в направлении *y* такая фиксация обнаруживает относительно большую жесткость.

Обобщая результаты сравнительных теоретических исследований, следует отметить, что многоплоскостной фиксатор в подавляющем большинстве случаев обнаруживает преимущество перед традиционным полноконтактным в отношении микроподвижности фрагментов кости. Что касается напряженного состояния, то, несмотря на отсутствие однозначного соотношения, и здесь несколько предпочтительнее выглядит многоплоскостная фиксация.

Важным обстоятельством в практическом применении является возможность широкого маневра, который обеспечивает многоплоскостная фиксация для адаптации к конкретному клиническому случаю за счет варьирования конструктивного решения путем изменения положения и количества полуколец и шурупов. Кроме этого, недостатком полноконтактного фиксатора следует признать необходимость, как правило, большего количества шурупов для его установки, что дополнительно травмирует кость. Все это свидетельствует о перспективности применения многоплоскостных фиксаторов.

Список литературы: 1. Halder S. The Gamma Locking Nail for peritrochanteric fractures // J. of Bone Joint Surgery. – 1992. – 74B. – P. 340-344. 2. Gardner T.N., Simpson H., Kenwright J. Rapid application fracture fixators – an evaluation of mechanical performance // Clinical Biomechanics. – 2001. – 16. – P. 151-159. 3. Simpson H., Gardner T.N., Evans M., Kenwright J. Stiffness, strength and healing assessment in different bone fractures – a simple mathematical model // Injury, Int. J. Care Injured. – 2000. – 31. – P. 777-781. 4. Gardner T.N., Weemaes M. A mathematical stiffness matrix for characterising mechanical performance of the Orthofix DAF // Medical Engineering & Physics. – 1999. – 21. – P. 65-71. 5. Weiner S., Traub W., Wagner H.D. Lamellar Bone: Structure-Function Relations. – J. of Struct. Biology. – 1999. – 126. – P. 241-255. 6. Choi K., Kuhn J.L., Ciarrelli M.J., Goldstein S.A. The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus // J. Biomech. – 1990. – 23(11). – P. 1103-1113. 7. <http://matinmed.ru/>. 8. Березовский В.А., Колотилов Н.П. Биофизические характеристики тканей человека. – К.: Наукова думка, 1990. – 224 с.

Поступила в редакцию 20.10.2009